

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-275171

(43)Date of publication of application : 30.09.2003

(51)Int.Cl.

A61B 1/00

(21)Application number : 2003-007753

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 16.01.2003

(72)Inventor : MATSUMOTO SHINYA

(30)Priority

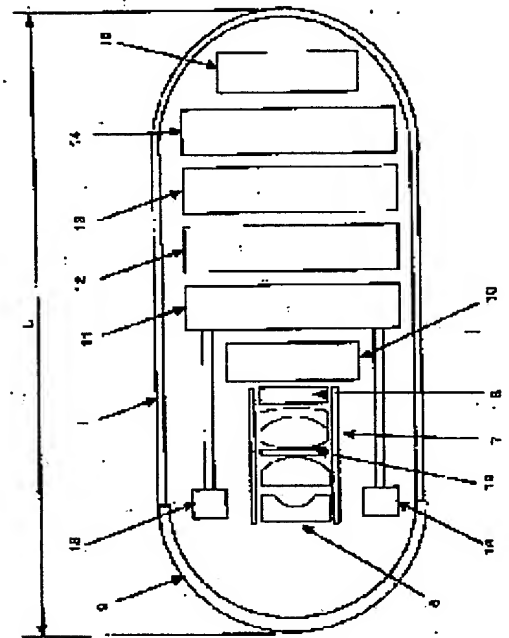
Priority number : 2002010006 Priority date : 18.01.2002 Priority country : JP

## (54) CAPSULE ENDOSCOPE

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a capsule endoscope capable of saving an electric power, reducing a size, assuring a wide observing depth, increasing the efficiency of an assembly operation, and reducing a production cost.

**SOLUTION:** In this capsule endoscope 1, an illumination means 18 for illuminating the inside of a live body, an imaging means for imaging the part thereof illuminated by the illumination means, and a transmission means 15 for transmitting image signals imaged and outputted by the imaging means to the outside are incorporated in an enclosed capsule. The imaging means comprises an object optical system 6, an image sensor 10, a scanning control means 11 controlling the scanning of the image sensor, and a signal processing means processing output signals from the image sensor. A space frequency characteristic conversion means 19 is disposed in the object optical system 6.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-275171

(P2003-275171A)

(43) 公開日 平成15年9月30日 (2003.9.30)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 1/00

識別記号

3 2 0

3 0 0

F I

A 6 1 B 1/00

テームコード\* (参考)

3 2 0 B 4 C 0 6 1

3 0 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2003-7753 (P2003-7753)

(22) 出願日 平成15年1月16日 (2003.1.16)

(31) 優先権主張番号 特願2002-10006 (P2002-10006)

(32) 優先日 平成14年1月18日 (2002.1.18)

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 松本 伸也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB02 BB03 CC06

DD00 FF40 FF47 LL01 NN01

PP11 QQ10 RR15 SS13 TT20

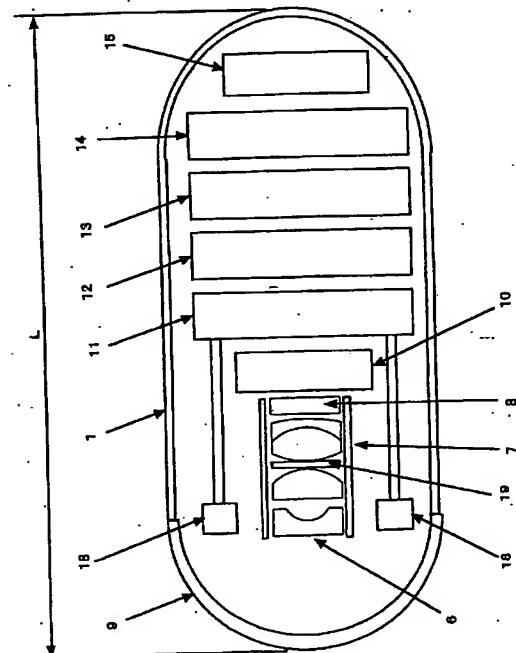
UU06 UU08

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 省電力化と小型化を図り、広い観察深度を確保し、組み立て作業の効率を向上させ、製造コストを低減したカプセル内視鏡を提供する。

【解決手段】 生体内を照明する照明手段18と、照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段15とを密閉カプセルに内蔵するカプセル内視鏡1において、撮像手段は、対物光学系6と、イメージセンサ10と、イメージセンサの走査を制御する走査制御手段11と、イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、対物光学系6には、空間周波数特性変換手段19が配置される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを密閉カプセルに内蔵するカプセル内視鏡において、

前記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内でほぼ一定にする空間周波数特性変換手段が配置されていることを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 2】 前記信号処理手段には、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する手段が配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 3】 カプセル内視鏡とは別体に構成されたカプセル内視鏡の受信装置において、前記カプセル内視鏡から送信される画像信号を受信するとともに、前記カプセル内視鏡の撮像手段に配置された空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する手段が配置されていることを特徴とする、カプセル内視鏡の受信装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、カプセル内視鏡に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来の内視鏡は、患者の体腔内に挿入して観察や治療を行う部分と、患者の体外に設置されて前記挿入部分が接続されるコントロールユニットとで構成されている。前記挿入部分の先端には照明素子や撮像素子などの電子デバイスが配置されている。前記コントロールユニットは電線を通して前記電子デバイスに電力を供給している。

【0003】この従来の内視鏡は、前記挿入部分を患者の体腔内に挿入するときに患者に対して著しい苦痛を与える。例えば、前記挿入部分が患者の喉を通過するときに、患者は大きな苦痛を感じる。また、患者の体腔内に前記挿入部分が挿入されている間中、患者は苦痛を感じ続けている。これは患者にとって大きな負担である。

【0004】そこで患者の苦痛を軽減するために、図 1 に示す小型のカプセル内視鏡 1 が提案されている。患者はカプセル内視鏡 1 を飲み込むだけでよいので、患者の体腔内を観察したり治療している間に患者が苦痛を感じることはない（例えば特許文献 1 参照）。

【0005】ところが、前記カプセル内視鏡 1 には以下の問題がある。カプセル内視鏡 1 は電池を内蔵している。前記電池は患者の体腔内を観察したり治療する間に必要な電力を供給するが、供給できる電力量が限られて

いる。通常の場合、カプセル内視鏡 1 を飲み込んでから体外へ排出されるまでの時間は約 30 時間である。従来のカプセル内視鏡では電池の容量不足により、体腔内の全域を観察することができなかった。上記の問題を解決するために、電池の数を増やしたり大容量の電池を用いることが考えられる。しかし、電池自体の容積が大型化するのに伴って、カプセルが大型化してしまうという新たな問題が発生する。

【0006】また、従来のカプセル内視鏡に用いられる照明光源は、ハロゲンランプや LED である。これらの照明光源は、食道 2 などの狭い管腔部位を観察するには十分な明るさを有している。しかし、胃 3 や大腸 4 などの広い空間を観察するには明るさが足りない。

【0007】これを克服するために、例えば図 2 に示す大型の LED 5 を用いると、十分な明るさを確保することができる。しかし、照明系自体が大型化するのに伴って、カプセルの直径 D が大型化する。

【0008】また、これらの大型の LED 5 を駆動することで消費電力が増大する。これを克服するために、図 3 及び図 4 に示すように電池 14 の数を増やしたり大容量の電池 14' を用いることが必要となる。その結果、電池自体の容積が大型化するのに対応して、特にカプセルの全長 L が更に長くなる。

【0009】このため、患者の苦痛を軽減できるというカプセル内視鏡の利点が損なわれてしまうという問題があった。また、カプセル内視鏡では、対物光学系 6（図 2）が、先端カバー 9（図 3）の表面に密着する部位から数 10 mm 離れた部位までの広範囲で観察深度を有していることが必要条件となる。一般に、対物光学系の F ナンバを大きくすると観察深度を広げることができる。しかし、対物光学系を通過する光線が制限されるので、観察画像は暗くなる。これを補うために、照明の明るさを増大する必要がある。

【0010】カプセル内視鏡の場合、前述したように照明光源の明るさが比較的小さい。このため、対物光学系の F ナンバを大きくすると、被写体の観察や診断が不可能なほど観察画像が暗くなってしまう。このような理由で、従来の内視鏡では F ナンバの大きな対物光学系を用いて被写界深度を広げることができなかった。つまり、従来のカプセル内視鏡の対物光学系は観察深度が狭いものであった。

【0011】上記必要条件を満たすために、従来のカプセル内視鏡の対物光学系 6（図 3）は、対物光学系の先端から数 10 mm 離れた位置にピントが合うように設計されている。そして、対物光学系の観察深度の近点位置と先端カバー 9 の被写体側の面とが一致するように、先端カバー 9 と対物光学系の第 1 面との距離 d が調節される。こうすることで、先端カバー 9 と密着する部位から、先端カバー 9 から数 10 mm 離れた部位までピントが合うようにしている。

【0012】しかし、図3のような配置をとることで、距離dが大きくなってしまい、それに伴ってカプセルの全長Lが長くなるという問題がある。また、カプセル内視鏡の対物光学系は小型であることも必要条件である。例えば従来の内視鏡の対物光学系は、多数のレンズと色補正フィルターなどの様々なフィルターで構成されている。前記従来の内視鏡では、色補正を行って、これと組み合わせる様々な分光強度特性を有した照明に対して、常に一定の色再現を確保している。

【0013】また、CCDやCMOSなどの固体撮像素子は赤外波長領域の光に対して感度を持っている。このような非線形感度は画像作成時には光学的なノイズとなる。それゆえ、赤外波長領域の光を除去するフィルターを対物光学系の中に配置している。

【0014】以上のような理由によって、従来の内視鏡の対物光学系は全長が長い。また対物光学系を構成する部材が多いため、製造コストが高く、また対物光学系ユニットの組み立てコストが高い。したがって、従来の内視鏡の対物光学系はカプセル内視鏡の対物光学系としては適当ではない。

【0015】また、体腔内を観察している間、カプセル内視鏡は磁気誘導による位置制御を行う。そのため、カプセル内視鏡はできるだけ軽量であることが重要である。また、カプセル内視鏡はディスプレイであることが求められる。そのため、カプセル1個当たりの製造コストを下げるのが重要となっている。

【0016】これらに対応するため、カプセル内視鏡の対物光学系はプラスチックレンズで構成することが有効である。ところが、プラスチックレンズは温湿度による形状変化が大きく、また屈折率等の物性変化が発生する。そのため、体内に飲み込まれた後の時間経過とともに、体内の温湿度が対物光学系の結像性能に著しく影響を及ぼすこととなる。このため、体腔内を観察している間に対物光学系の観察深度が変動してしまい、カプセル内視鏡として十分な観察性能が得られないという問題がある。

【0017】その対策として、対物光学系の製造上の公差内でのバラツキや実際に使用される環境下での観察深度のバラツキを考慮して、高精度にピント調整されている。そうすると、対物光学系を対物光学系ユニットとして組立てるときの作業性が悪くなり、それに伴って対物光学系ユニットの歩留まりが悪くなる。その結果、製造コストがアップするという問題が生じてしまう。

【0018】

【特許文献1】特開2001-91860号公報（図1）

【0019】

【発明が解決しようとする課題】本発明の第一の課題はカプセル内視鏡において広い観察深度を確保することである。本発明の第二の課題はカプセル内視鏡の観察時間

を延ばすことである。本発明の第三の課題はカプセル内視鏡の小型化を図ることである。本発明の第四の課題はカプセル内視鏡の製造コストを低減することである。本発明の第五の課題はカプセル内視鏡の組み立て作業の効率を向上させることである。

【0020】

【課題を解決するための手段】前記課題を解決するために、本発明のカプセル内視鏡は以下の特徴を有している。

- 10 (1) 生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを密閉カプセル内に蔵するカプセル内視鏡において、前記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内でほぼ一定にする空間周波数特性変換手段が配置されていることを特徴とする。
- 20 (2) 前記(1)項において、前記信号処理手段には、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する手段が配置されていることを特徴とする。
- (3) カプセル内視鏡とは別体構成されたカプセル内視鏡の受信装置において、前記カプセル内視鏡から送信される画像信号を受信するとともに、前記カプセル内視鏡の撮像手段に配置された空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する手段が配置されていることを特徴とする。
- 30 (4) 前記(1)項において、前記空間周波数特性を変換する手段は瞳変調素子であることを特徴とする。
- (5) 前記(1)項において、前記イメージセンサはMOS型イメージセンサであることを特徴とする。
- (6) 前記(1)項において、前記カプセル内視鏡を駆動する電源は電池であることを特徴とする。
- (7) 前記(1)項において、前記カプセル内視鏡とは別体に、マイクロ波送信によって前記カプセル内視鏡の消費電力の少なくとも一部を供給する電源が配置されていることを特徴とする。
- 40 (8) 前記(1)項において、前記撮像手段は複数の対物光学系で構成されていることを特徴とする。
- (9) 前記(1)項において、前記対物光学系はプラスチックレンズで構成されていることを特徴とする。
- (10) 前記(1)項において、前記密封カプセルにおいて、前記撮像手段及び前記照明手段の前方を覆う先端カバー部分が透明であり、更に、前記先端カバー部分は略楕円体形状であることを特徴とする。
- (11) 前記(1)項において、前記先端カバー部分は、前記撮像手段の前方を覆う部分と前記照明手段の前方を覆う部分が互いに異なる形状をしており、更に、
- 50

前記撮像手段と前記照明手段との間には、遮光機能を有する部材が設けられていることを特徴とする。

(12) 前記(1)項において、前記空間周波数特性変換手段の開口部の形状が、前記イメージセンサの受光部の形状と相似な形状であることを特徴とする。

(13) 前記(1)項において、前記空間周波数特性変換手段の開口部の形状が四角形であることを特徴とする。

(14) 前記(1)項において、前記対物光学系を収めるレンズ枠の物体側開口部は明るさ絞りを兼ねており、前記明るさ絞りの開口部の形状は前記空間周波数特性変換手段の開口部の形状と相似な形状であることを特徴とする。

(15) 前記(1)項において、前記対物光学系は、正のパワーを有するレンズ群と前記空間周波数特性変換手段で構成され、前記正のパワーを有するレンズ群は、少なくとも1面が非球面の凸レンズ1枚で構成されることを特徴とする。

(16) 前記(1)項において、前記対物光学系は、正のパワーを有するレンズ群と前記空間周波数特性変換手段で構成され、前記正のパワーを有するレンズ群は、凸レンズ2枚で構成されることを特徴とする。

(17) 前記(15)項において、前記対物光学系のレンズ枠の物体側開口部が明るさ絞りであり、前記空間周波数特性変換手段は前記対物光学系の明るさ絞りとはほぼ同じ位置に配置されることを特徴とする。

(18) 前記(16)項において、前記対物光学系のレンズ枠の物体側開口部が明るさ絞りであり、前記空間周波数特性変換手段は前記対物光学系の明るさ絞りとはほぼ同じ位置に配置されることを特徴とする。

(19) 前記(1)項において、前記対物光学系が、全体として負のパワーを有する第1レンズ群と、全体として正のパワーを有する第2レンズ群と、空間周波数特性変換手段とで構成されることを特徴とする。

(20) 前記(19)項において、前記空間周波数特性変換手段を、前記対物光学系の明るさ絞りとはほぼ同じ位置に配置したことを特徴とする。

(21) 前記(1)項において、前記イメージセンサはCCDであることを特徴とする。

(22) 前記(1)項において、前記空間周波数特性変換手段の開口部の形状が円形状であることを特徴とする。

(23) カプセル内視鏡システムにおいて、生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを備え、前記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内では

ば一定にする空間周波数特性変換手段が配置され、前記信号処理手段には、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する回路が付加されているカプセル内視鏡と、該カプセル内視鏡から送信された画像信号を受信する受信機とで構成されることを特徴とする。

(24) カプセル内視鏡システムにおいて、生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを備え、前記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内ではば一定にする空間周波数特性変換手段が配置されているカプセル内視鏡と、該カプセル内視鏡から送信された画像信号を受信し、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する手段を備えた受信機とで構成されることを特徴とする。

(25) カプセル内視鏡システムにおいて、生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを備え、前記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内ではば一定にする空間周波数特性変換手段が配置されているカプセル内視鏡と、該カプセル内視鏡から送信された画像信号を受信する受信機と、該受信機から画像信号を受け取り、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元し、TVモニターに表示する画像を生成する画像処理装置とで構成されることを特徴とする。

(26) 前記(25)項において、カプセル内視鏡システムにおいて、前記画像処理装置がパーソナルコンピュータに内蔵されることを特徴とする。

#### 【0021】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明のカプセル内視鏡の実施例を説明する。

(実施例1) 図5(a)は、本発明のカプセル内視鏡を含むカプセル内視鏡システムの全体構成を示す図である。カプセル内視鏡1と、カプセル内視鏡から離れたところでカプセル内視鏡からの画像を受信しモニター等へ映像化する受信機16とで構成されている。

【0022】図6に、実施例1のカプセル内視鏡の構成を示す。カプセル内視鏡1は、先端カバー9、照明手段18、対物光学系ユニット7、固体撮像素子10、固体撮像素子の制御及び画像処理を行う画像処理ユニット1

2、全体制御ユニット11、無線ユニット13、アンテナ15、電源ユニット14を有する。本実施例では電源ユニット14として電池が使用されている。

【0023】対物光学系6には、瞳変調素子のような空間周波数特性変換手段19が設けられている。画像処理ユニット12には、空間周波数特性変換手段19を通して固体撮像素子10で得られた画像信号に対して、空間周波数特性の復元を行う信号処理回路が内蔵されている。

【0024】撮像光学系の被写界深度を拡大する手法は、米国特許5748371号に開示されている。この手法による装置を図22に示した。この装置は、CCD等の撮像手段と、物体の像を撮像手段の受光面に結像させるレンズ系と、レンズ系の瞳位置に配置された光位相マスクと、撮像手段からの画像データに基づいて画像を構築する画像処理装置とを有している。光位相マスクの形状を図23に示した。

【0025】光位相マスクを持たない通常の撮像光学系では、被写体が合焦位置から離れるにしたがって撮像光学系の像面上での光学的伝達関数(OTF)の強度分布が、図24に示す形状から図25に示す形状へ変化する。被写体が合焦位置から更に離れると、図26に示す形状へと変化する。

【0026】これに対して、図22に示したいわゆる被写界深度拡大光学系では、上記と同条件における、被写界深度拡大光学系の像面上でのOTFの強度分布はそれぞれ図27～図29に示す形状変化となる。

【0027】ここで、図24～図29と後述する図30～図33に示すグラフの横軸は、像面での相対的な空間周波数であり、「2」は撮像素子のナイキスト周波数に相当する。縦軸は撮像光学系の光学的伝達関数である。

【0028】前記被写界深度拡大光学系によって撮像手段に結像された画像は、画像処理装置で画像の復元処理が行われる。すなわち、図27～図29に示したOTFの強度分布に対して図30に示される特性を持った空間周波数特性復元フィルタを使ったフィルタリングが行われる。その結果、それぞれ図31～図33に示されるOTFの強度分布形状に復元される。これらはいずれも、被写体が合焦位置にあるときの像面上でのOTFの強度分布形状に近い形をしている。

【0029】そこで、本発明のカプセル内視鏡では、図6の対物光学系6に瞳変調素子のような空間周波数特性変換手段19を設け、対物光学系6の像面上に配置した固体撮像素子10から得られた画像信号に対して空間周波数を復元する信号処理を行うようにした。これによって、従来のカプセル内視鏡の問題点を克服し、観察深度の広い撮影手段を得ることができる。

【0030】したがって、対物光学系6のFナンバを小さくして、固体撮像素子10に結像する画像の明るさを確保すると同時に、対物光学系6の観察深度を広くする

ことができる。これにより、胃や大腸などの広い空間を観察することが可能となる。

【0031】また、照明素子には低出力の小型LED18を用いることができる。これにより、消費電力の節約することができる。更に良いことには、図7で示すようにカプセルの外径Dの小径化が可能となり、患者の苦痛低減を図ることができる。また、余剰電力によって、より長い時間、体腔内部位を観察したり診断することが可能となる。

10 【0032】また、電源ユニット14の容量を大幅に小さくして、電池ユニット14の容積を減らすことができる。これにより、図6で示すようにカプセルの全長Lを短縮することができる。

【0033】また、対物光学系6は実質的に観察深度を広げることができるので、仮に対物光学系6と固体撮像素子10との間のピント調整作業を省略しても、被写体を観察したり診断するのに必要十分な観察深度が得られる。その結果、カプセル内視鏡1の組立作業を簡略化することができる。また、対物光学系6を構成するレンズにプラスチックを用いても、ピント不良が発生することがなくなる。これにより対物光学系ユニット7の組み立て時の歩留まりを大幅に改善できるため、製造コストを削減することができる。

【0034】また、本実施例の対物光学系6は、全体として負のパワーを有する第1レンズ群と全体として正のパワーを有する第2レンズ群で構成される。また、明るさ絞り位置に瞳変調素子を配置している。被写体側から順番に、負レンズ群、明るさ絞り、凸レンズ群というレトロフォーカスタイプの光学系を用いることで、小型で且つ140°程度の広視野角を有する対物光学系が得られる。カプセル内視鏡は体腔内での姿勢制御が難しいため、広視野角の対物光学系は、観察部位の見落とし防止に対して非常に有効である。

【0035】また、視野周辺部の照明光量不足を補うために、照明手段18の前面に、砂目処理を施した拡散板や、凹レンズなどの拡散レンズを配置し、広い配光分布をもった照明光学系を構成することが、見落とし防止に対して有効な手段となる。

40 【0036】また、本実施例ではカプセル内視鏡1内の画像処理ユニット12に、空間周波数特性を復元する信号処理回路を搭載した。これにより、カプセル内視鏡1を製造する過程で対物光学系6の製造上の公差内での光学性能バラツキにより生じるピント調整不良を、画像処理ユニット12を用いてカプセル個体毎に出荷時に調整することができる。この結果、カプセル内視鏡1の撮像性能を個体差なく一定にすることができるとともにカプセル内視鏡1を製造する過程での歩留まりを改善することができる。

50 【0037】また、無線式のカプセル内視鏡では、画像送信時の省電力化を図るため、画像送信前に前記画像処

理ユニット 12 で J P E G フォーマットなどの画像圧縮をすることが有効である。J P E G フォーマットによる画像圧縮では、画像を空間周波数成分で扱う。

【0038】したがって、本実施例のような構成をとれば、空間周波数特性の復元及び画像圧縮の両方を少ない回路構成で行うことができる。これにより製造コストを削減することができる。また、空間周波数特性の復元及び画像圧縮をカプセル個体毎に調整できるため、製造誤差による画質のバラツキを極力排除した忠実な画像再現性を確保することができる。また、画像圧縮する前に空間周波数特性復元処理をすることにより、J P E G フォーマットのような非可逆圧縮により失われる空間周波数成分が画質の劣化に与える影響を最小にし、カプセル内視鏡として最適な画像を構築することができる。

(実施例 2) 図 8 に、実施例 2 のカプセル内視鏡 1 の構成を示した。実施例 1 とは、照明手段と対物光学系とを覆う先端カバー 9 の形状を略楕円体とした点異なる。

【0039】上述したように、本発明の被写界深度拡大光学系を用いると観察深度を広くすることができる。このため、図 8 に示すように先端カバー 9 と対物光学系の第 1 面との距離  $d$  を小さくしても、先端カバー 9 に密着した部位からピントが合った状態にできる。したがって、観察性能を落とすことなく、カプセルの全長  $L$  の更なる小型化が可能となる。なお、先端カバー 9 はプラスチック素材で且つモールドで製作すれば、安く楕円体等の任意形状を製作できる。

(実施例 3) 図 9 に、実施例 3 のカプセル内視鏡 1 の構成を示した。実施例 1 及び実施例 2 とは、先端カバーの構造、及び対物光学系 6 と照明手段 18 との間に遮光部材 21 を設けた点異なる。先端カバーは、対物光学系 6 を覆う観察系専用の透明カバー 9' と、照明手段 18 を覆う照明系専用の透明カバー 20 とが別部材で構成されている。

【0040】実施例 1 のように、対物光学系 6 と照明手段 18 を一つの先端カバーで覆う構成では、照明手段から射出した光が先端カバーで反射して迷光が発生し、対物光学系に入射することにより視野内フレアとなりやすい。これを避けるには、対物光学系と照明手段と先端カバーの位置関係を調整して、迷光が発生しても対物光学系に入射しないようにレイアウトする必要がある。しかしこのような構成ではカプセル内視鏡 1 の組立作業を行う上で効率が悪い。

【0041】本実施例の構成とすることで、迷光が対物光学系 6 に入射するのを容易に遮断できるため、対物光学系 6 と照明手段 18 と先端カバーの位置関係を調整する必要がない。これによりカプセル内視鏡 1 の組立作業性が向上し、歩留まりも改善できる。その結果、製造コストの削減ができる。

(実施例 4) 実施例 4 は、図 5 (b) に示すように、受信機 16 の内部に、空間周波数特性の復元を行う信号処

理回路 17 を設けた点が実施例 1 と異なる。

【0042】空間周波数特性の復元を行う信号処理回路 17 を受信機 16 側に設置したことにより、カプセル内部の信号処理及びそのための回路構成を簡略化できる。これにより、更なる省電力化が可能となり、より長い時間、体腔内を観察したり診断することができる。この結果、より実用的なカプセル内視鏡システムを構築できる。また、蓄電容量が比較的小さくて容積の小さい電池を使用することも可能となるため、カプセルの更なる小型化も可能となる。

【0043】また、J P E G フォーマットなどによる非可逆圧縮を用いた場合、受信機 16 で受け取った画像信号は、画像の圧縮率に応じて高周波成分が減少する。したがって、受信機 16 側に設置した空間周波数特性復元を行う信号処理回路 17 は、画像信号の中～低周波数領域に限定して最適化処理を行うことができる。これにより、信号処理回路 17 を簡易化することができ、カプセル内視鏡システムの製造コストを削減することができる。

【0044】また、一般に画像信号の高周波成分には撮像素子などの電気系のノイズも含まれるため、信号処理回路 17 により画像復元される際にノイズが強調されることがある。本実施例では、画像圧縮により減少した高周波成分は信号処理による画像復元を弱くし、中～低周波数特性に最適化することで、ノイズの少ない画像を得ることができる。

(実施例 5) 図 10 に、実施例 5 のカプセル内視鏡 1 の構成を示す。実施例 1 とは、対物光学系ユニット 7 の構成が異なる。

【0045】対物光学系ユニット 7 内には、空間周波数特性変換手段として瞳変調素子 19 を設けている。対物光学系 6 は、凸レンズ 2 枚で構成され、このため対物光学系ユニット 7 には物体側から順に、瞳変調素子 19、明るさ絞り 22、平凸レンズ、凸平レンズ、撮像素子 10 の受光面が配置されている。一般に、凸レンズのみで構成される対物光学系はバックフォーカスを十分大きくとることができないが、その分コンパクトな対物光学系ユニットを作るためには適している。本実施例の対物光学系 6 では、明るさ絞り 22 の位置の極近傍に瞳変調素子 19 を配置して、対物光学系ユニット 7 の全長  $m$  の小型化を図っている。これにより、カプセルの全長  $L$  の更なる短縮化が図れる。

【0046】また、本実施例の対物光学系ユニット 7 には、赤外カットフィルターや色補正フィルターを配置していない。従来技術の説明で述べたように、従来の内視鏡の対物光学系では赤外線カットフィルターや色補正フィルターが必要となる。しかし、カプセル内視鏡では、カプセルの内部に照明ユニットと対物光学系ユニットと一緒に搭載されているため、照明ユニットの分光強度特性に合わせて対物光学系ユニットの色再現を決定すれば



よい。このため、対物光学系ユニット中に色補正フィルターを配置する必要がない。

【0047】また、照明手段18として白色LEDを用いている。白色LEDはLEDの発光面に配置された蛍光体により所望の色を作るため、白色LEDから放射された光には電子画像観察に支障を来す紫外光や赤外光が含まれていない。白色LED分光放射輝度特性を図34に示した。したがって、対物光学系ユニット7の中に赤外線カットフィルターを配置する必要がない。

【0048】このように、赤外線カットフィルターや色補正フィルターを省いた構成とすることで、バックフォーカスを十分大きくとることのできない凸レンズ光学系を採用することができる。

(実施例6) 図11に、実施例6のカプセル内視鏡1の構成を示した。実施例5とは、対物光学系ユニット7の構成が異なる。

【0049】対物光学系ユニット7内には、空間周波数特性変換手段として瞳変調素子19を設けている。対物光学系は、凸レンズ2枚で構成されている。このため、対物光学系ユニット7には、物体側から順に、瞳変調素子19、平凸レンズ、凸平レンズ、撮像素子10の受光面が配置されている。また、レンズ枠23の被写体側の開口部25を明るさ絞りとし、その直後の位置に瞳変調素子19を配置した。明るさ絞り直後に瞳変調素子19を配置することで、凸レンズのみの構成でも対物光学系ユニットに空間周波数特性変換手段を設けることが可能となっている。

【0050】また、カプセル内視鏡1には、カプセルカバーと透明カバー9により密閉された内部に、照明手段18、対物光学系ユニット7、固体撮像素子10、固体撮像素子の制御および画像処理を行う画像処理ユニット12、全体制御ユニット11、無線ユニット13、アンテナ15、電源ユニット14が内蔵されている。このカプセル内視鏡と、カプセルの外部に設けられ、瞳変調素子19で変換された空間周波数特性を所望の空間周波数に復元する手段を備えた受信機とを組み合わせることでカプセル内視鏡システムを構成している。

【0051】電源ユニット14は電池であり、カプセル内視鏡1が消費する電力の少なくとも一部を供給している。図12は、実施例6の対物光学系ユニット7の詳細図である。図12(a)は側面図であり、図12(b)は物体側から見た正面図である。

【0052】図12(a)において、開口部25が設けられたレンズ枠23に、瞳変調素子19、平凸レンズ、間隔環24、凸平レンズ、固体撮像素子10が順番に配置されている。図12(b)において、レンズ枠23の開口部25は明るさ絞りであり、その開口形状は円形をしている。また、瞳変調素子19の外形は対物光学系6と同じく光軸を中心とした円形状であり、瞳変調素子19と対物光学系6の外形が等しくなるように作られている。

【0053】実施例1の説明ですでに述べたが、本実施例の対物光学系6も実質的に観察深度を広げることができるので、対物光学系6と固体撮像素子10との間でのピント調整作業を省略しても、被写体を観察したり診断するのに必要十分な観察深度が得られる。そこで、本実施例の対物光学系ユニット7は、枠構造を簡略化して、対物光学系ユニットを構成する部品を順番にレンズ枠23の中へ落とし込むだけで組み立てることができるようにした。

10 【0054】すなわち、対物光学系ユニット7の組立作業は、レンズ枠23に、瞳変調素子19、平凸レンズ、間隔環24、凸平レンズ、固体撮像素子10の順に落とし込み、接着固定するだけで完了する。間隔環24は平凸レンズと凸平レンズとの間隔を定める役割を持っている。このように、本実施例の撮像ユニットは、組み立てが容易にできるため、組み立て作業に要する手間と時間を大幅に削減することができる。

20 【0055】また、図13に示すように、瞳変調素子19と平凸レンズを一枚のレンズとしたり、凸平レンズと撮像素子10とを接着することで、更に部品点数を削減して、対物光学系ユニットの組立て作業の効率を向上させることができる。また、対物光学系ユニットを構成する部品同士の間隔がバラつくのを防ぐことができる。これにより品質の安定した歩留まりの良い対物光学系ユニットが得られる。

(実施例7) 図14に、実施例7のカプセル内視鏡1の構成を示した。実施例6とは、対物光学系ユニット7の構成が異なる。

30 【0056】図15は、実施例7の対物光学系ユニット7の詳細図である。図15(a)は側面図を示し、図15(b)は被写体側から見た正面図を示す。対物光学系ユニット7内には、空間周波数特性変換手段として瞳変調素子19を設けている。対物光学系6は、凸レンズ2枚で構成される。このため、前記対物光学系ユニット7には、物体側から順に、瞳変調素子19、平凸レンズ、間隔環24、凸平レンズ、撮像素子10の受光面が配置されている。また、レンズ枠23の被写体側の開口部25を明るさ絞りとし、その直後の位置に瞳変調素子19を配置した。

40 【0057】レンズ枠23に設けた明るさ絞りの開口部25は、略正方形形状をしている。また、瞳変調素子19を略正方形形状19'に形成した。これに伴ってレンズ枠23も瞳変調素子19が収まるように、内側の形状を略正方形形状とした。

50 【0058】また、固体撮像素子10は略正方形形状10'に形成されている。そこで、レンズ枠23も固体撮像素子10が収まるように内側の部分の形状を略正方形形状とした。また、瞳変調素子19の開口部25に面している略正方形形状のエリアの面形状を図23に示すような3次元の自由曲面で構成した。そして、固体撮像素子1



0の画素配列の垂直方向（V）及び水平方向（H）と、瞳変調素子19の前記略正形状のエリアと、開口部25の、それぞれの垂直方向と水平方向が合致するように配置した。

【0059】これにより、対物光学系ユニットにおける空間周波数特性変換性能が固体撮像素子10に対して最大限に発揮できるようにしている。このことはまた、観察するモニターの垂直方向（V）と水平方向（H）のそれぞれの解像力をも考慮に入れて、撮像ユニットにおける空間周波数特性変換性能を最適化することができることを意味している。

【0060】本実施例の枠構造を採用することで、固体撮像素子10と瞳変調素子19と開口部25の、垂直方向と水平方向を合わせるための調整作業を不要にできる。また、実施例6と同じように、対物光学系ユニットを構成する部品を、レンズ枠23に落とし込んで固定するだけで組み立てることができる。このように、組立てが容易にできるため、それにかかる作業の手間と時間を大幅に削減することができる。また、瞳変調素子19と直後の平凸レンズをモールド等で一体成形すれば、更に部品点数も減り、組立作業の効率を向上させることができる。

【0061】また、実施例7の変形例として、瞳変調素子19と平凸レンズを一枚のレンズとしたものを図16に示した。また、レンズ枠23によって瞳変調素子19と凸平レンズとの間隔nを決定する構造とした。これにより、瞳変調素子19と凸平レンズとの間に配置する間隔環が不要となり、更に部材点数を削減することができる。

【0062】また本実施例においても、凸平レンズと固体撮像素子10とを接着することで、更に部品点数を削減して、対物光学系ユニットの組立作業の効率を向上させることができる。

（実施例8）図17に、実施例8のカプセル内視鏡1の構成を示した。実施例5～7とは、対物光学系ユニット7の構成が異なる。

【0063】図18は、実施例8の対物光学系ユニット7の詳細図である。対物光学系ユニット7内には、空間周波数特性変換手段として瞳変調素子19を設けている。対物レンズは非球面凸レンズ1枚のみで構成されている。このため、対物光学系ユニットには物体側から順に、瞳変調素子19、非球面凸レンズ、固体撮像素子10の受光面が配置されている。また、レンズ枠23の物体側の開口部25を明るさ絞りとし、その直後の位置に瞳変調素子19を配置した。

【0064】非球面凸レンズのみの構成ではバックフォーカスを十分大きくとることができないため、対物光学系6の明るさ絞り位置に瞳変調素子19を配置した。また、非球面レンズを用いることで、単レンズであっても像面湾曲と球面収差を補正することができる。これによ

り、広視野角であるにもかかわらず収差が良好に補正され、且つ観察深度の広い、非常にコンパクトな対物光学系ユニットを作ることができる。この対物光学系ユニットを採用することで、カプセルの全長Lの更なる短縮化に貢献することができる。

【0065】また、実施例6と同じように、対物光学系ユニットを構成する部品を、レンズ枠23に順番に落とし込んで固定するだけで組み立てることができる。すなわち、レンズ枠23に、瞳変調素子19、間隔環24、非球面凸レンズ、固体撮像素子10の順に落とし込んで固定する。このように、対物光学系ユニットの組立てが容易にできるため、それにかかる作業の手間と時間を大幅に削減することができる。

（実施例9）図19は、実施例9の対物光学系ユニットの詳細図である。図19（a）は側面を示し、図19

（b）は被写体側から見た正面図を示す。実施例8とは、対物光学系の構成が異なる。

【0066】対物光学系ユニット内には、空間周波数特性変換手段として瞳変調素子19を設けている。対物光学系6は非球面凸レンズ1枚で構成される。このため、対物光学系ユニット7には物体側から順に、瞳変調素子19、非球面凸レンズ、固体撮像素子10の受光面が配置されている。また、レンズ枠23の被写体側の開口部25を明るさ絞りとし、その直後の位置に瞳変調素子19を配置した。

【0067】レンズ枠23に設けた明るさ絞りの開口部25は、略正形状をしている。また、瞳変調素子19を略正形状19'に形成した。これに伴ってレンズ枠23も瞳変調素子19が収まるように、内側の形状を略正形状とした。

【0068】また、固体撮像素子10は略正形状10'に形成されている。そこで、レンズ枠23も固体撮像素子10が収まるように内側の部分の形状を略正形状とした。また、瞳変調素子19の開口部25に面している略正形状のエリアの面形状を図23に示すような3次元の自由曲面で構成した。

【0069】そして、固体撮像素子10の画素配列の垂直方向（V）及び水平方向（H）と、瞳変調素子19の略正形状のエリアと、明るさ絞りの開口部25の、それぞれの垂直方向と水平方向が合致するように配置した。これにより、対物光学系ユニット7における空間周波数特性変換性能が固体撮像素子10に対して最大限に発揮できるようにしている。

【0070】また、レンズ枠23によって瞳変調素子19と非球面凸レンズとの間隔nを決定する構造とした。これにより、瞳変調素子19と非球面凸レンズとの間に配置する間隔環が不要となり、更に部材点数を削減することができる。本実施例の枠構造を採用することで、固体撮像素子10と瞳変調素子19と開口部25の、垂直方向と水平方向を合わせるための調整作業を不要にでき

る。

【0071】また、実施例8と同じように、対物光学系ユニット7を構成する部品を、レンズ枠23に落とし込んで固定するだけで組み立てることができる。このように、組み立てが容易にできるため、それにかかる作業の手間と時間を大幅に削減することができる。

(実施例10) 図20は、実施例10のカプセル内視鏡1の物体側正面からみた構成図である。また、図21は対物光学系ユニットの $\alpha$ 方向の断面図である。

【0072】本実施例では、一つの固体撮像素子10に対して複数の対物光学系を設けている。直視方向を観察するための対物光学系6と、斜視方向を観察するための対物光学系26とを有し、空間周波数特性変換手段19を各々の対物光学系に設けている。

【0073】一般に、カプセル内視鏡は体腔内での方向制御が難しい。そのため、できる限り撮影手段の観察範囲を広くして、体腔内を観察したり診断する際の見落としを防止する必要がある。本実施例では複数の対物光学系を配置し、各々の観察方向が異なるようにした。これにより体腔内を広範囲に観察することが可能となっている。

【0074】また、各々の対物光学系に空間周波数特性変換手段19を設けているので、複数の対物光学系を配置しているにもかかわらず、ピント調整作業を不要にできる。この結果、本実施例のカプセル内視鏡は、非常に広範囲の観察が可能であり、且つ組立作業を容易にすることができる。

【0075】また、画像処理ユニットにおいて、複数の対物光学系によって固体撮像素子10上に結像した複数方向の観察像をディストーションの少ない一枚の広角画像となるよう画像処理している。また、それぞれの対物光学系で同一の被写体を観察したときに生じる視差を利用して、立体画像を作ることでもできる。

【0076】このように、観察方向の異なる複数の対物光学系を備えた撮像ユニットと上記のような画像処理ユニットを組合わせたカプセル内視鏡システムでは、体腔内を観察したり診断するときの状況に応じて最適な画像を供給することができる。なお、本実施例では対物光学系を5セット用いたが、数はいくつでも良い。

(実施例11) 図35に実施例11の構成を示す。実施例11は、画像処理装置27の中に、空間周波数特性の復元を行う信号処理回路を設けた点が実施例4と異なる。空間周波数特性の復元を行う信号処理回路を画像処理装置27側に設置したことにより、受信機16の信号処理及びそのための回路構成を簡略化でき、受信機の省電力化が可能となる。これにより、電池の小型化や軽量化が可能となり、受信機16の小型化や軽量化が図れ、検査中受信機を身につける患者の負担を軽減できる。

【0077】また、画像処理装置としてパーソナルコンピュータ(PC)を用いることができる。この場合、

PCに空間周波数特性復元を行う信号処理回路を置くことにより、CD-ROM等を用いた機能拡張(バージョンアップ)や最新の画像処理ソフトウェアへの更新を容易に行うことが可能となる。また、高速CPUを搭載した最新のPCや、持ち運びが可能な小型のPCなどへの更新も簡単にできるため、ドクターの診断ニーズに合わせたカプセル内視鏡システムを構築することができる。

【0078】なお、本実施例では、受信機16から画像処理装置27への信号転送をケーブル29を用いた有線方式としたが、無線方式や小型記録媒体を経由する方式としてもよい。

【0079】なお、本発明の実施例1～実施例11の全ての電源ユニット14は、外部から送られるマイクロ波を電気エネルギーとして用いても良い。この場合、アンテナ15においてマイクロ波の受信を行い、電源ユニット14ではマイクロ波を電気エネルギーへ変換し、また得られた電気エネルギーをコンデンサーに貯える。アンテナ15を、画像の送信など他の機能と共有することでカプセルの小型化が図れる。また、常時コンデンサーに電気エネルギーを供給できるため、コンデンサーは少容量で小型のものを用いても、エネルギー不足を生じることが無い。コンデンサーの小型化により、カプセルの小型化に貢献できる。

【0080】このように外部からカプセル内視鏡へ常時電力を供給できるため、電池を使用したカプセル内視鏡における電力不足の問題を解決できる。これにより、体腔内全域にわたって観察したり診断することができる。

【0081】また、本発明の実施例1～実施例11の全ての対物光学系において、プラスチックレンズを採用することができる。前述したように本発明のカプセル内視鏡は、体内の温湿度の影響により対物光学系の結像性能が変化してピントが合わないという問題を解決できる。そこで、瞳変調素子を含めプラスチックレンズを用いることにより、光学系の軽量化が可能となり、カプセル内視鏡の軽量化が図れる。これにより、磁気誘導などによって体腔内にあるカプセル内視鏡の位置制御を容易に行うことができる。また、プラスチックレンズにより大幅な製造コストの削減が可能となり、カプセル内視鏡をディスプレイにすることができる。

【0082】また、対物光学系をヒ素、鉛などの有害な物質を含まないガラスレンズで構成することができる。これにより、体内でも安全である。更に、カプセル内視鏡の使用後に分解処分するときの対物光学系の処分コストを低減することができる。

【0083】以上説明したように、本発明によるカプセル内視鏡は、下記に示す特徴を備える。

(1) 生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを密閉カプセルに内蔵するカプセル内視鏡において、前

記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内でほぼ一定にする空間周波数特性変換手段が配置されていることを特徴とするカプセル内視鏡。

(2) 前記信号処理手段には、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する手段が配置されていることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(3) カプセル内視鏡とは別体構成されたカプセル内視鏡の受信装置において、前記カプセル内視鏡から送信される画像信号を受信するとともに、前記カプセル内視鏡の撮像手段に配置された空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する手段が配置されていることを特徴とする、カプセル内視鏡の受信装置。

(4) 前記空間周波数特性を変換する手段は瞳変調素子であることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(5) 前記イメージセンサはMOS型イメージセンサであることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(6) 前記カプセル内視鏡を駆動する電源は電池であることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(7) 前記カプセル内視鏡とは別体に、マイクロ波送信によって前記カプセル内視鏡の消費電力の少なくとも一部を供給する電源が配置されていることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(8) 前記撮像手段は複数の対物光学系で構成されていることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(9) 前記対物光学系はプラスチックレンズで構成されていることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(10) 前記密封カプセルにおいて、前記撮像手段及び前記照明手段の前方を覆う先端カバー部分が透明であり、更に、前記先端カバー部分は略楕円体形状であることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(11) 前記先端カバー部分は、前記撮像手段の前方を覆う部分と前記照明手段の前方を覆う部分とが互いに異なる形状をしており、更に、前記撮像手段と前記照明手段との間には、遮光機能を有する部材が設けられていることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(12) 前記空間周波数特性変換手段の開口部の形状が、前記イメージセンサの受光部の形状と相似な形状であることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(13) 前記空間周波数特性変換手段の開口部の形状が四角形であることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(14) 前記対物光学系を収めるレンズ枠の物体側開

口部は明るさ絞りを兼ねており、前記明るさ絞りの開口部の形状は前記空間周波数特性変換手段の開口部の形状と相似な形状であることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(15) 前記対物光学系は、正のパワーを有するレンズ群と前記空間周波数特性変換手段で構成され、前記正のパワーを有するレンズ群は、少なくとも1面が非球面の凸レンズ1枚で構成されることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

10 (16) 前記対物光学系は、正のパワーを有するレンズ群と前記空間周波数特性変換手段で構成され、前記正のパワーを有するレンズ群は、凸レンズ2枚で構成されることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(17) 前記対物光学系のレンズ枠の物体側開口部が明るさ絞りであり、前記空間周波数特性変換手段は前記対物光学系の明るさ絞りとはほぼ同じ位置に配置されることを特徴とする(15)に記載のカプセル内視鏡。

(18) 前記対物光学系のレンズ枠の物体側開口部が明るさ絞りであり、前記空間周波数特性変換手段は前記対物光学系の明るさ絞りとはほぼ同じ位置に配置されることを特徴とする(16)に記載のカプセル内視鏡。

20 (19) 前記対物光学系が、全体として負のパワーを有する第1レンズ群と、全体として正のパワーを有する第2レンズ群と、空間周波数特性変換手段とで構成されることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(20) 前記空間周波数特性変換手段を、前記対物光学系の明るさ絞りとはほぼ同じ位置に配置したことを特徴とする(19)に記載のカプセル内視鏡。

(21) 前記イメージセンサはCCDであることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

30 (22) 前記空間周波数特性変換手段の開口部の形状が円形状であることを特徴とする(1)に記載のカプセル内視鏡。

(23) カプセル内視鏡システムにおいて、生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを備え、前記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内でほぼ一定にする空間周波数特性変換手段が配置され、前記信号処理手段には、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する回路が付加されているカプセル内視鏡と、該カプセル内視鏡から送信された画像信号を受信する受信機とで構成されることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

40 (24) カプセル内視鏡システムにおいて、生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部

分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを備え、前記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内ではほぼ一定にする空間周波数特性変換手段が配置されているカプセル内視鏡と、該カプセル内視鏡から送信された画像信号を受信し、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元する手段を備えた受信機とで構成されることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

(25) カプセル内視鏡システムにおいて、生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し出力した画像信号を外部に送信する送信手段とを備え、前記撮像手段は、対物光学系と、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、前記イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とからなり、前記対物光学系には、空間周波数特性を合焦範囲内ではほぼ一定にする空間周波数特性変換手段が配置されているカプセル内視鏡と、該カプセル内視鏡から送信された画像信号を受信する受信機と、該受信機から画像信号を受け取り、前記空間周波数特性変換手段によって変換された空間周波数特性を所望の空間周波数特性に復元し、TVモニターに表示する画像を生成する画像処理装置とで構成されることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

(26) 前記画像処理装置がパーソナルコンピュータに内蔵されることを特徴とする(25)に記載のカプセル内視鏡システム。

#### 【0084】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明によれば、カプセル内視鏡の対物光学系ユニット内に空間周波数特性変換手段を構成することで、小型で明るく、且つ被写界深度の拡大が図れ、組立て作業性の良いカプセル内視鏡を得ることができる。又これにより、カプセル内視鏡の省電力化、小型化、深度拡大、原価低減ができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 人体内部で本発明に関係のある部分の概略図である。

【図2】 従来のカプセル内視鏡を正面から見た図である。

【図3】 従来のカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

【図4】 従来の別のカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

【図5】 本発明のカプセル内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図6】 本発明の実施例1のカプセル内視鏡の内部構

成を示す図である。

【図7】 本発明の実施例1のカプセル内視鏡を正面から見た図である。

【図8】 本発明の実施例2のカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

【図9】 本発明の実施例3のカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

【図10】 本発明の実施例5のカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

10 【図11】 本発明の実施例6のカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

【図12】 本発明の実施例6の対物光学系ユニットの構成を示す図である。

【図13】 本発明の実施例6の対物光学系ユニットの変形例を示す図である。

【図14】 本発明の実施例7のカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

【図15】 本発明の実施例7の対物光学系ユニットの構成を示す図である。

20 【図16】 本発明の実施例7の対物光学系ユニットの変形例を示す図である。

【図17】 本発明の実施例8のカプセル内視鏡の内部構成を示す図である。

【図18】 本発明の実施例8の対物光学系ユニットの構成を示す図である。

【図19】 本発明の実施例9の対物光学系ユニットの構成を示す図である。

【図20】 本発明の実施例10のカプセル内視鏡を正面から見た構成図である。

30 【図21】 本発明の実施例10の対物光学系ユニットの構成を示す図である。

【図22】 被写界深度を拡大する装置の構成を示す図である。

【図23】 図22の光位相マスクの外観形状を示す斜視図である。

【図24】 通常の光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図25】 通常の光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図26】 通常の光学系において物体が焦点位置から図25のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図27】 被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図28】 被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

50 【図29】 被写界深度拡大光学系において物体が焦点位

21

置から図 28 のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 30】被写界深度拡大光学系において光学的伝達関数の強度分布に対して行われる処理の逆フィルタの特性を示すグラフである。

【図 31】図 27 の光学的伝達関数の強度分布に対して図 30 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 32】図 28 の光学的伝達関数の強度分布に対して図 30 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 33】図 29 の光学的伝達関数の強度分布に対して図 30 の特性を持つ逆フィルタによる処理を行なって得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

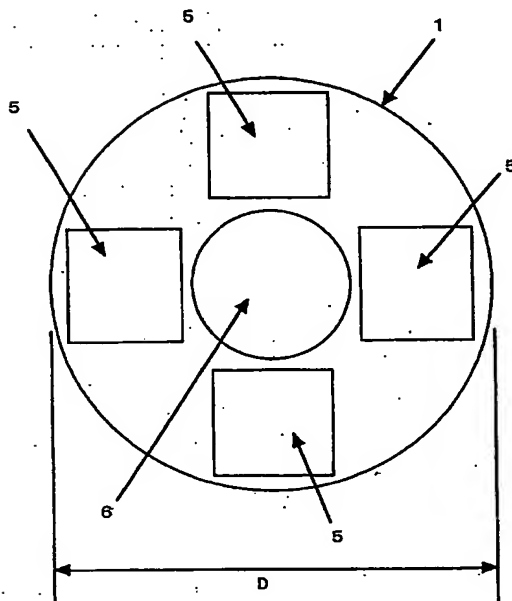
【図 34】LED の分光放射輝度特性を示すグラフである。

【図 35】本発明の実施例 11 のカプセル内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【符号の説明】

- 1 カプセル内視鏡
- 2 食道
- 3 胃
- 5 大型の LED
- 6、26 対物光学系
- 7 対物光学系ユニット
- 8 IR カットフィルタ
- 9 先端カバー

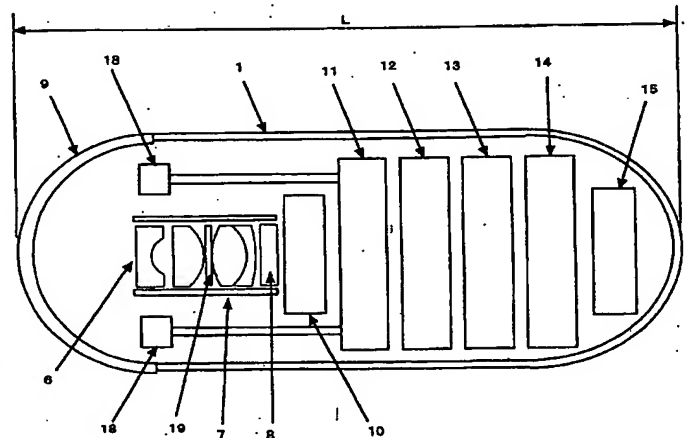
【図 2】



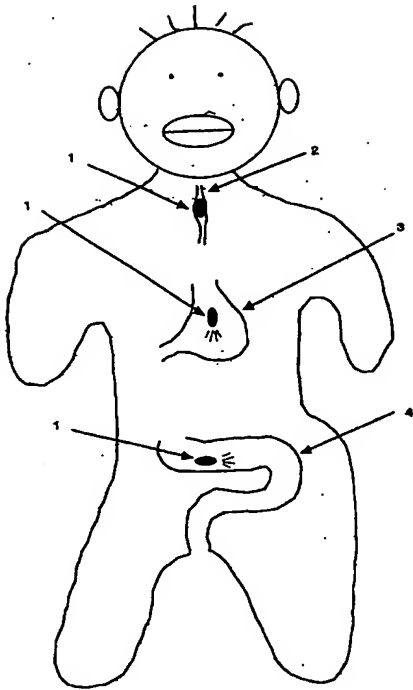
22

- 9' 先端カバー（観察系専用）
- 10 固体撮像素子
- 11 全体制御ユニット
- 12 画像処理ユニット
- 13 無線ユニット
- 14 電源ユニット（電池）
- 14' 大容量の電池
- 15 アンテナ
- 16 受信機
- 17 信号処理回路
- 18 照明手段（小型 LED）
- 19 空間周波数特性変換手段（瞳変調素子）
- 20 先端カバー（照明系専用）
- 21 遮光部材
- 22 明るさ絞り
- 23 レンズ枠
- 24 間隔環
- 25 開口部
- L カプセルの全長
- D カプセルの直径（外径）
- d 先端カバーと対物光学系の第 1 面との距離
- m 対物光学系の全長
- n レンズ間距離、または瞳変調素子とレンズの距離
- V 固体撮像素子の各受光素子配列の垂直方向
- H 固体撮像素子の各受光素子配列の水平方向

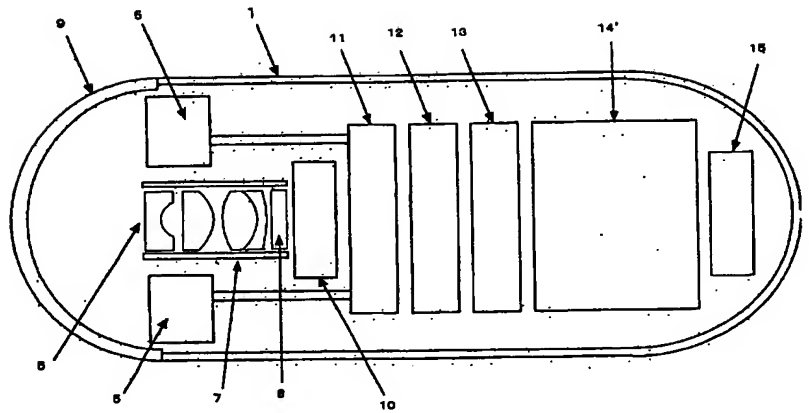
【図 6】



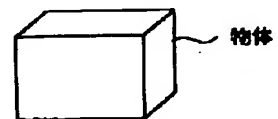
【図1】



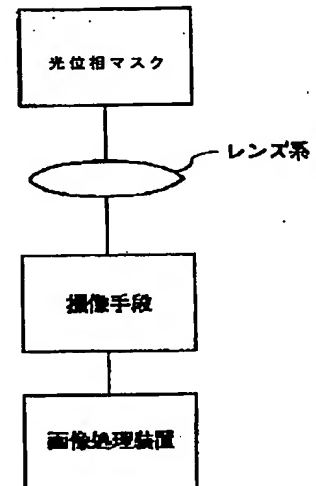
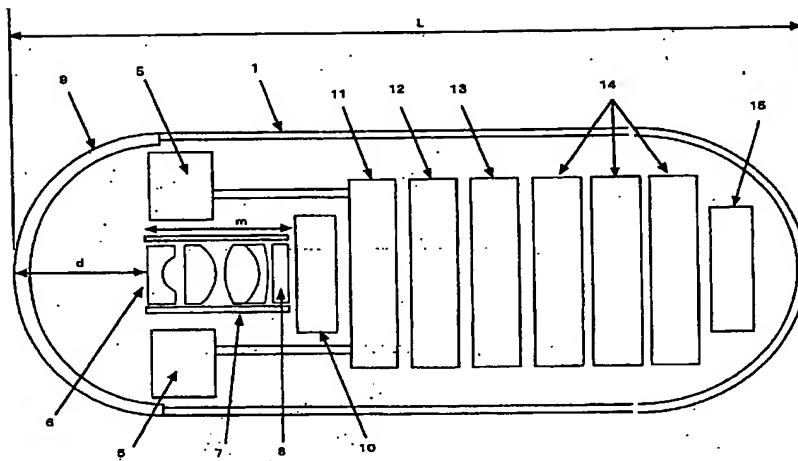
【図4】



【図22】

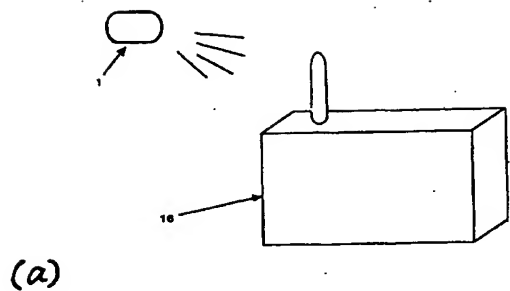


【図3】

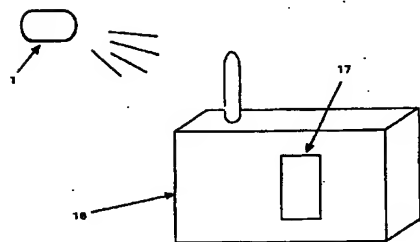




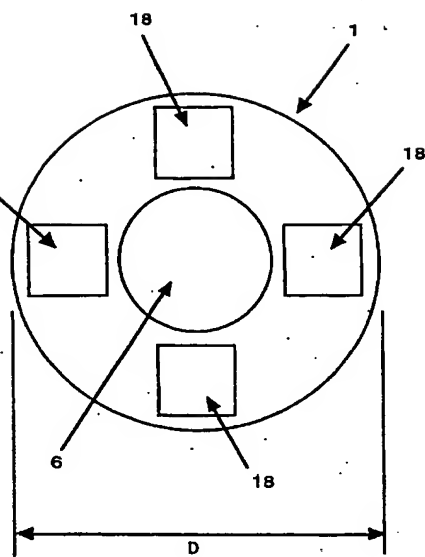
【図 5】



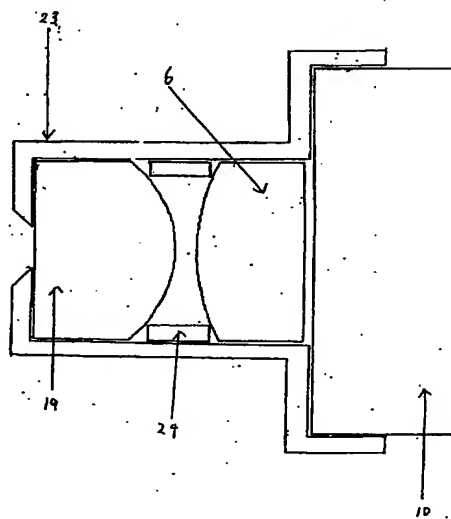
(b)



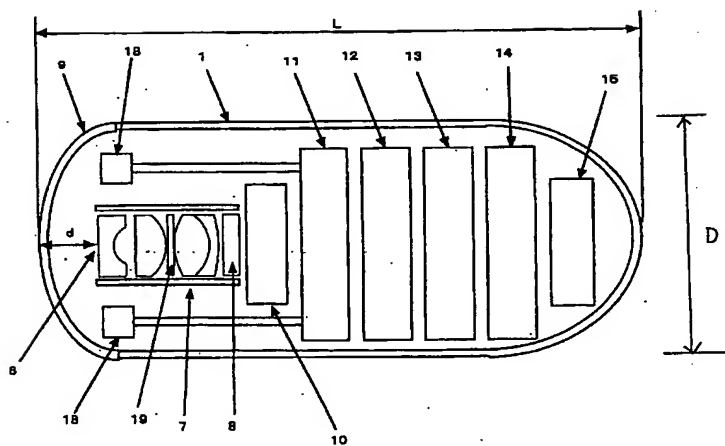
【図 7】



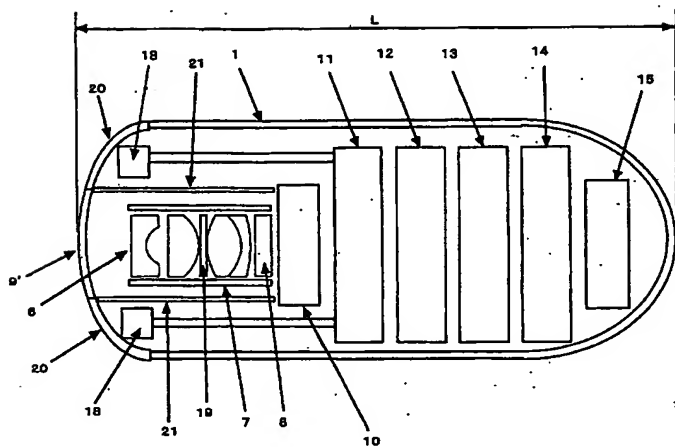
【図 13】



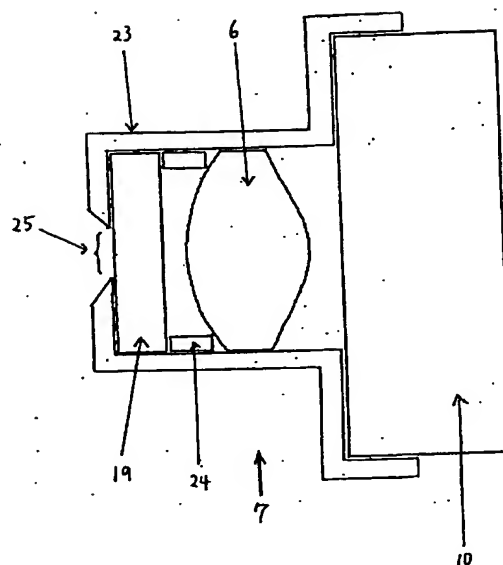
【図 8】



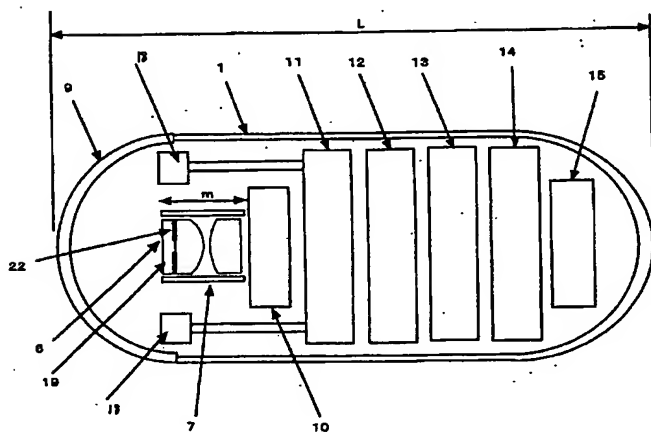
【図9】



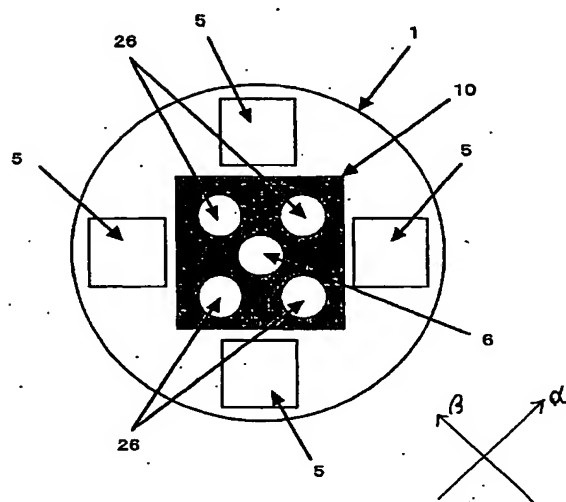
【図18】



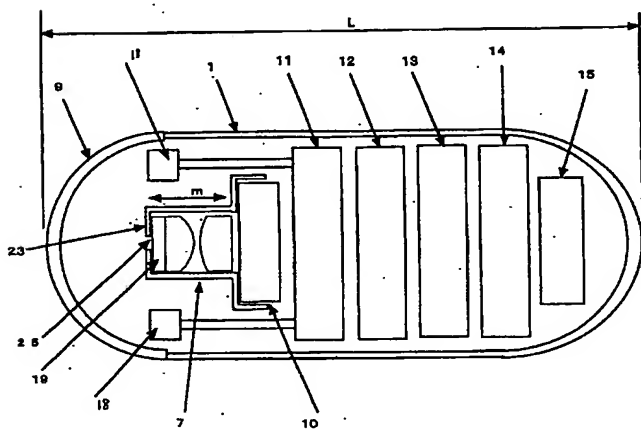
【図10】



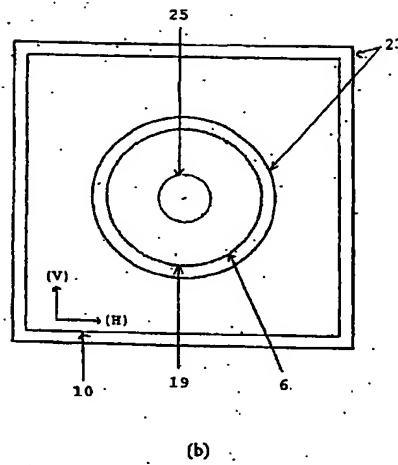
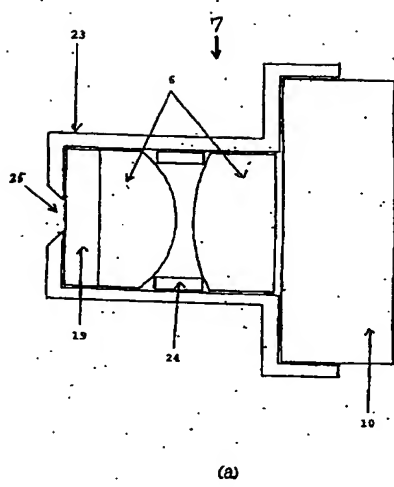
【図20】



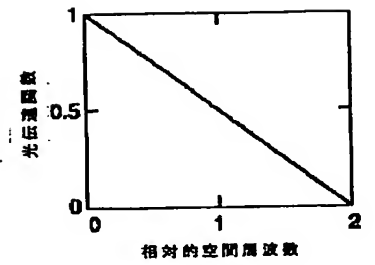
【図11】



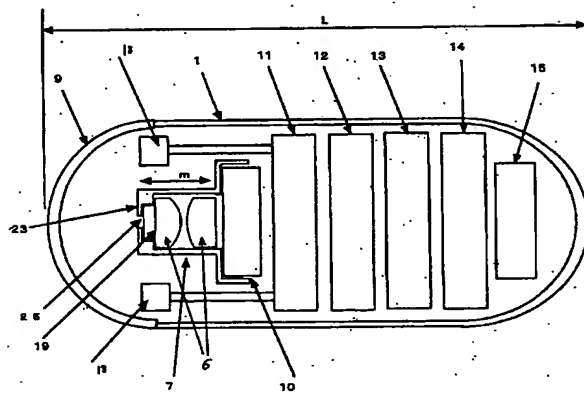
【図12】



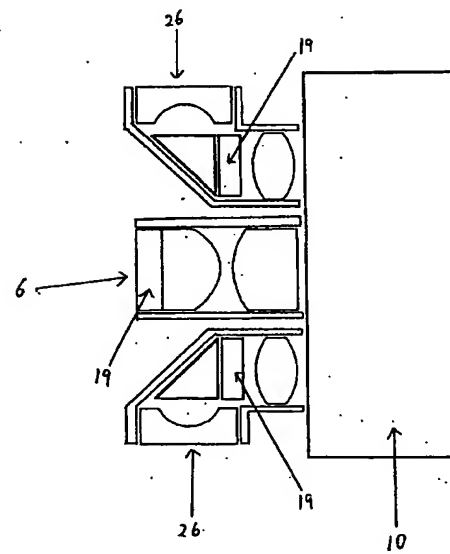
【図24】



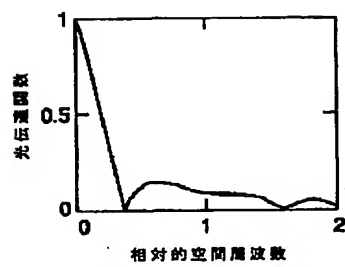
【図14】



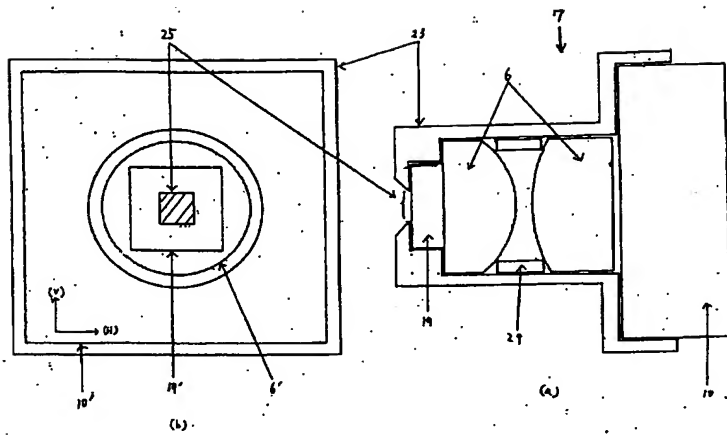
【図21】



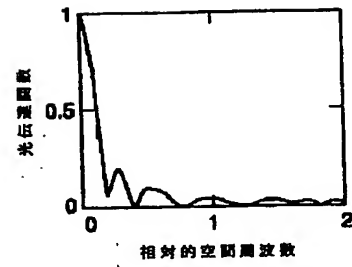
【図25】



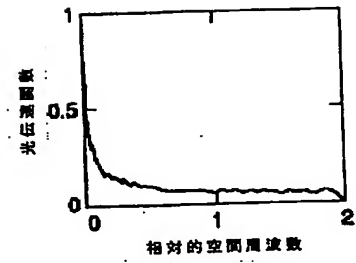
【図15】



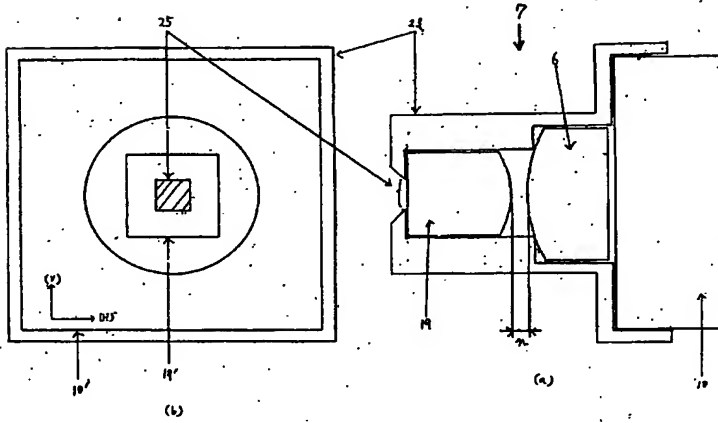
【図26】



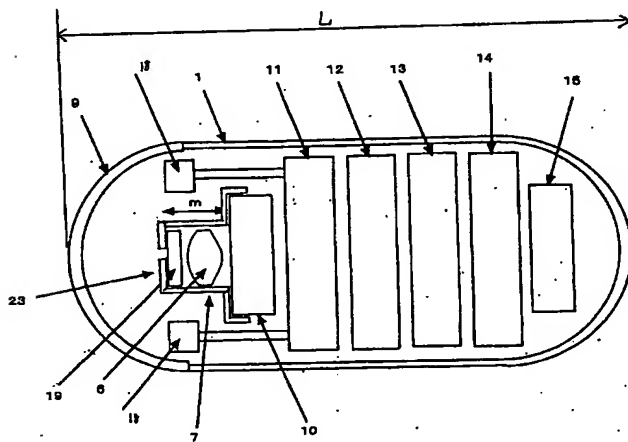
【図27】



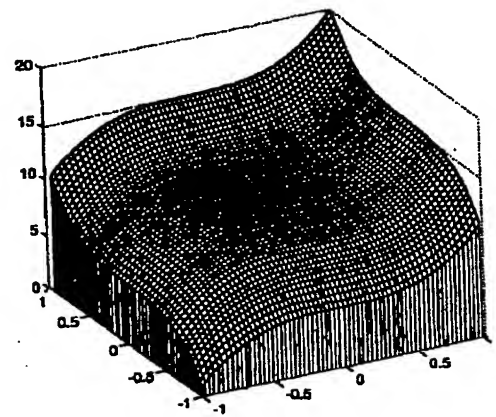
【図16】



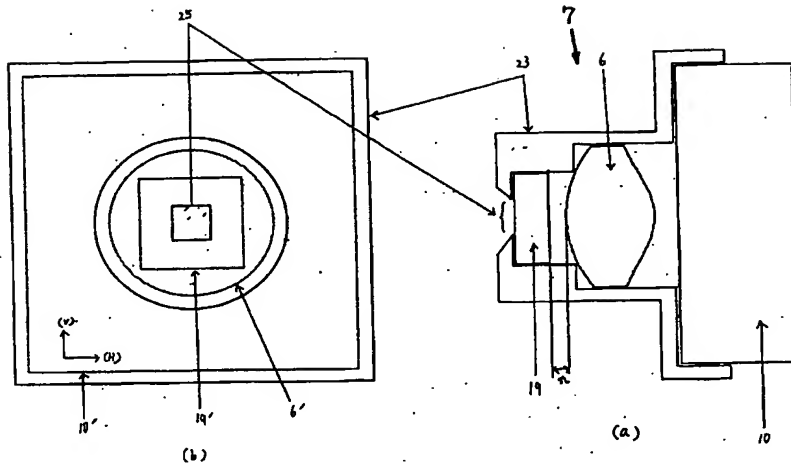
【図17】



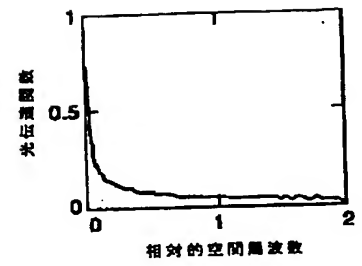
【図23】



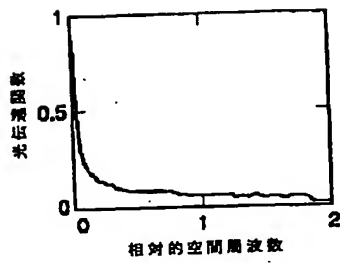
【図19】



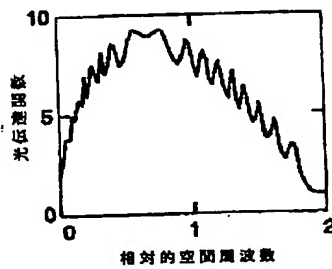
【図28】



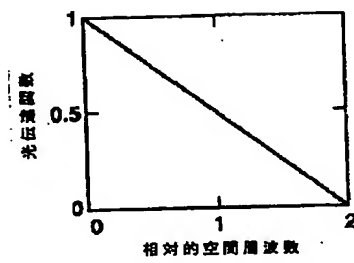
【図29】



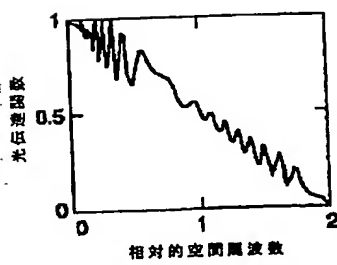
【図30】



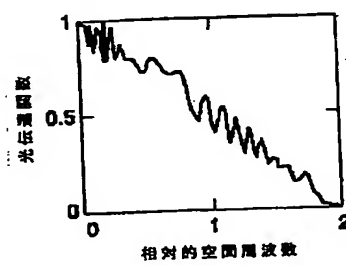
【図31】



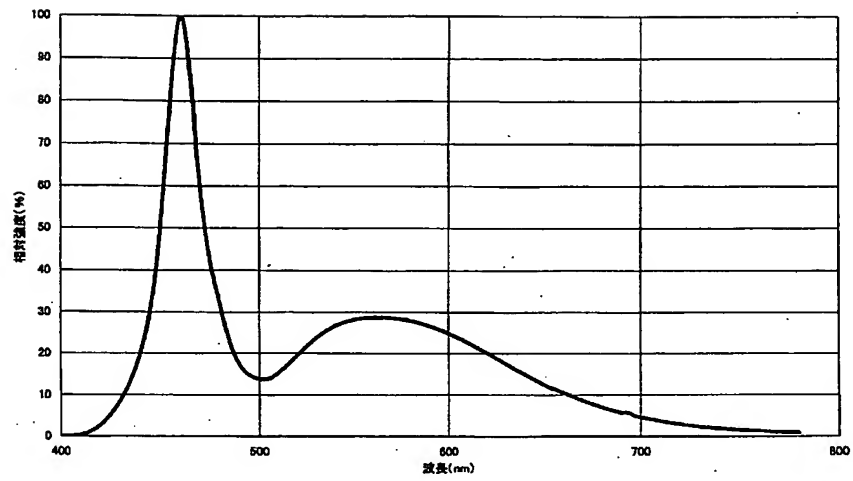
【図32】



【図33】



【図34】



【図35】

